

BREVET D'INVENTION

CERTIFICAT D'UTILITÉ - CERTIFICAT D'ADDITION

COPIE OFFICIELLE

Le Directeur général de l'Institut national de la propriété industrielle certifie que le document ci-annexé est la copie certifiée conforme d'une demande de titre de propriété industrielle déposée à l'Institut.

Fait à Paris, le

Le 09/06/01

M. Planche

Martine PLANCHE





INSTITUT
NATIONAL DE
LA PROPRIÉTÉ
INDUSTRIELLE

26 bis, rue de Saint Pétersbourg
75800 Paris Cedex 08
Téléphone : 01 53 04 53 04 Télécopie : 01 42 94 86 54

BREVET D'INVENTION CERTIFICAT D'UTILITÉ

Code de la propriété intellectuelle - Livre VI



N° 11354*01

REQUÊTE EN DÉLIVRANCE 1/2

Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

DB 540 W / 260899

REMISE DES PIÈCES DATE 7 JUIL 2000 LIEU 75 INPI PARIS N° D'ENREGISTREMENT 0008870 NATIONAL ATTRIBUÉ PAR L'INPI DATE DE DÉPÔT ATTRIBUÉE 0 7 JUIL. 2000 PAR L'INPI		1 NOM ET ADRESSE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE À QUI LA CORRESPONDANCE DOIT ÊTRE ADRESSÉE BUREAU D.A. CASALONGA-JOSSE 8 AVENUE PERCIER 75008 PARIS	
Vos références pour ce dossier B 00/2206 FR/GK (facultatif)			
Confirmation d'un dépôt par télécopie <input type="checkbox"/> N° attribué par l'INPI à la télécopie			
2 NATURE DE LA DEMANDE	Cochez l'une des 4 cases suivantes		
Demande de brevet	<input checked="" type="checkbox"/>		
Demande de certificat d'utilité	<input type="checkbox"/>		
Demande divisionnaire	<input type="checkbox"/>		
<i>Demande de brevet initiale</i>	N°	Date	/ /
<i>ou demande de certificat d'utilité initiale</i>	N°	Date	/ /
Transformation d'une demande de brevet européen <i>Demande de brevet initiale</i>	<input type="checkbox"/>	Date	/ /
3 TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum) Procédé et appareil d'examen d'un sein par injection d'un produit de contraste.			
4 DÉCLARATION DE PRIORITÉ OU REQUÊTE DU BÉNÉFICE DE LA DATE DE DÉPÔT D'UNE DEMANDE ANTÉRIEURE FRANÇAISE		Pays ou organisation N° Date / / Pays ou organisation N° Date / / Pays ou organisation N° Date / / <input type="checkbox"/> S'il y a d'autres priorités, cochez la case et utilisez l'imprimé «Suite»	
5 DEMANDEUR		<input type="checkbox"/> S'il y a d'autres demandeurs, cochez la case et utilisez l'imprimé «Suite»	
Nom ou dénomination sociale		GE Medical Systems Global Technology Company, LLC	
Prénoms			
Forme juridique			
N° SIREN			
Code APE-NAF			
Adresse	Rue	3000 North Grandview Boulevard	
	Code postal et ville	53188	Waukesha, WI
Pays	Etats-Unis d'Amérique		
Nationalité	Américaine		
N° de téléphone (facultatif)			
N° de télécopie (facultatif)			
Adresse électronique (facultatif)			

REMISE DES PIÈCES DATE 7 JUIL 2000 LIEU 75 INPI PARIS N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL ATTRIBUÉ PAR L'INPI 0008870		Réserve à l'INPI		DB 540 W / 260899	
Vos références pour ce dossier : <i>(facultatif)</i>			B 00/2206 FR/GK		
6 MANDATAIRE					
Nom					
Prénom					
Cabinet ou Société			BUREAU D.A. CASALONGA-JOSSE		
N° de pouvoir permanent et/ou de lien contractuel					
Adresse	Rue	8 avenue Percier			
	Code postal et ville	75008	Paris		
N° de téléphone <i>(facultatif)</i>					
N° de télécopie <i>(facultatif)</i>					
Adresse électronique <i>(facultatif)</i>					
7 INVENTEUR (S)					
Les inventeurs sont les demandeurs			<input type="checkbox"/> Oui <input checked="" type="checkbox"/> Non Dans ce cas fournir une désignation d'inventeur(s) séparée		
8 RAPPORT DE RECHERCHE			Uniquement pour une demande de brevet (y compris division et transformation)		
Établissement immédiat ou établissement différé			<input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>		
Paiement échelonné de la redevance			Paiement en deux versements, uniquement pour les personnes physiques <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non		
9 RÉDUCTION DU TAUX DES REDEVANCES			Uniquement pour les personnes physiques <input type="checkbox"/> Requête pour la première fois pour cette invention <i>(joindre un avis de non-imposition)</i> <input type="checkbox"/> Requête antérieurement à ce dépôt <i>(joindre une copie de la décision d'admission pour cette invention ou indiquer sa référence) :</i>		
Si vous avez utilisé l'imprimé «Suite», indiquez le nombre de pages jointes					
10 SIGNATURE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE (Nom et qualité du signataire)			VISA DE LA PRÉFECTURE OU DE L'INPI M. ROCHET		
A. CASALONGA (bm 92-1044i) Conseil en Propriété Industrielle					

DÉPARTEMENT DES BREVETS

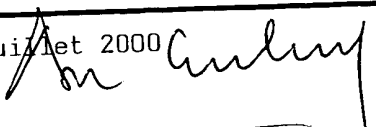
26 bis, rue de Saint Pétersbourg
75800 Paris Cedex 08

Téléphone : 01 53 04 53 04 Télécopie : 01 42 94 86 54

DÉSIGNATION D'INVENTEUR(S) Page N° .1. / .1.
(Si le demandeur n'est pas l'inventeur ou l'unique inventeur)

Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

DB 113 W / 260899

Vos références pour ce dossier (facultatif)		B 00/2206 FR	
N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL		00 88 70	
TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum)			
Procédé et appareil d'examen d'un sein par injection d'un produit de contraste.			
LE(S) DEMANDEUR(S) :			
Société dite : GE Medical Systems Global Technology Company, LLC			
DESIGNE(NT) EN TANT QU'INVENTEUR(S) : (Indiquez en haut à droite «Page N° 1/1» S'il y a plus de trois inventeurs, utilisez un formulaire identique et numérotez chaque page en indiquant le nombre total de pages).			
Nom		RICK	
Prénoms		Andreas	
Adresse	Rue	c/o GE MEDICAL SYSTEMS SA 283 rue de la Minière	
	Code postal et ville	78533	Buc
Société d'appartenance (facultatif)			
Nom		MULLER	
Prénoms		Serge	
Adresse	Rue	c/o GE MEDICAL SYSTEMS SA 283 rue de la Minière	
	Code postal et ville	78533	Buc
Société d'appartenance (facultatif)			
Nom			
Prénoms			
Adresse	Rue		
	Code postal et ville		
Société d'appartenance (facultatif)			
DATE ET SIGNATURE(S) DU (DES) DEMANDEUR(S) OU DU MANDATAIRE (Nom et qualité du signataire)		Paris, le 7 juillet 2000  A. CASALONGA (bm 92-1044i) Conseil en Propriété Industrielle	



Procédé et appareil d'examen d'un sein par injection d'un produit de contraste

La présente invention concerne le domaine de l'imagerie, notamment médicale, en particulier de la mammographie.

Un appareil de radiologie, par exemple à usage mammographique, de radiologie conventionnelle RAD ou RF, neurologique ou encore vasculaire (périphérique ou cardiaque), se compose généralement :

- d'un tube à rayons X et d'un collimateur pour former et délimiter un faisceau de rayons X,
- d'un récepteur d'image, généralement un intensificateur d'image radiologique et une caméra vidéo, ou encore un détecteur à l'état solide, et
- d'un positionneur portant l'ensemble tube à rayons X et collimateur d'une part, et récepteur d'image d'autre part, mobile dans l'espace autour d'un ou plusieurs axes. On peut se reporter au document EP-A-972 490.

Un tube à rayons X monté, par exemple, dans un appareil de radiologie médicale, comprend une cathode et une anode, toutes deux enfermées dans une enveloppe étanche sous vide, pour réaliser un isolement électrique entre ces deux électrodes. La cathode produit un faisceau d'électrons qui est reçu par l'anode sur une petite surface constituant un foyer d'où sont émis les rayons X. On peut se reporter au document WO-A-97/44809.

De façon classique, dans un but de dépistage d'éventuel cancer du sein, on effectue des radiographies permettant d'obtenir des images que l'on analyse pour en déduire une estimation de la

probabilité d'une lésion dans des zones déterminées. Ensuite, en cas de détection d'une zone suspecte, un praticien effectue une ou plusieurs biopsies pour pouvoir disposer de tissus pour une analyse histologique. Le principal inconvénient des mammographies effectuées jusqu'à ce jour est la difficulté de détecter et analyser des lésions dans les seins radiologiquement denses, spécialement quand elles ne sont pas accompagnées de microcalcifications, car les images mammographiques sont des images de projection dont chaque pixel représente l'atténuation cumulée du faisceau à travers l'épaisseur totale du sein.

Pour réduire le nombre de biopsies qui s'avèrent nécessaires et accroître la fiabilité de détection des lésions, l'invention propose une visualisation de haute qualité des lésions d'un sein.

Le procédé d'examen d'un sein, selon un aspect de l'invention, comprend des étapes d'injection d'un produit de contraste dans un sein à examiner, d'émission d'un faisceau de rayons X en direction dudit sein, de prise d'une pluralité d'images numériques du faisceau de rayons X après qu'il a traversé ledit sein, et de calcul d'une image représentative de la prise de contraste dans les tissus dudit sein à partir desdites images numériques.

On peut injecter le produit de contraste dans les vaisseaux sanguins d'un sein à examiner. L'injection peut être artérielle ou veineuse. La diffusion du produit de contraste est plus lente dans le cas de l'injection veineuse. Le produit de contraste peut être à base d'iode.

De préférence, on prend une première image avant l'injection de produit de contraste.

On prend au moins une deuxième image après l'injection de produit de contraste.

Dans un mode de réalisation de l'invention, on prend au moins une deuxième image pendant une phase d'augmentation de l'atténuation due au produit de contraste. On entend par atténuation la diminution du nombre de photons X lorsqu'ils traversent ledit sein.

Dans un mode de réalisation de l'invention, on prend au moins une deuxième image après une phase d'augmentation de

l'atténuation due au produit de contraste.

Dans un mode de réalisation de l'invention, les deuxièmes images sont temporellement équiréparties.

Les deuxièmes images sont aussi appelées série d'images injectées.

Dans un autre mode de réalisation de l'invention, on prend les deuxièmes images à intervalles plus faibles pendant la phase d'augmentation de l'atténuation due au produit de contraste qu'après ladite phase d'augmentation.

Le nombre de deuxièmes images peut être compris entre deux et dix. Dans les deuxièmes images, le niveau de gris dépend de la densité de produit de contraste dans ledit sein.

De préférence, on prend une deuxième image à la fin de la phase d'augmentation et une troisième image quelques minutes après la fin de la phase d'augmentation.

Avantageusement, on soustrait la première image de chacune des deuxièmes images. On peut filtrer spatialement les images soustraites.

L'invention propose également un appareil de radiologie comprenant un moyen d'injection d'un produit de contraste dans un sein à examiner, un émetteur d'un faisceau énergétique, un récepteur du faisceau énergétique apte à envoyer en sortie une image numérique représentative du faisceau énergétique incident, et une unité de calcul apte à commander l'émetteur et à traiter des données provenant du récepteur pour calculer une image représentative de la prise de contraste dans des cellules dudit sein à partir desdites images numériques.

De préférence, l'unité de calcul est apte à commander l'injection d'un produit de contraste après la prise d'une première image et avant la prise d'autres images. L'unité de calcul peut être apte à générer une image représentative de l'épaisseur du produit de contraste. On peut convertir lesdites images en images d'épaisseur. On entend par images d'épaisseur, une image dont le niveau de gris des pixels dépend de l'épaisseur du produit de contraste.

L'invention concerne également un programme d'ordinateur

comprenant des moyens de code programme pour mettre en œuvre les étapes du procédé, lorsque ledit programme fonctionne sur un ordinateur.

5 L'invention concerne également un support capable d'être lu par un dispositif de lecture de moyens de code programme qui s'y trouvent stockés et qui sont aptes à la mise en œuvre des étapes du procédé, lorsque ledit programme fonctionne sur un ordinateur.

10 L'invention s'applique, en particulier, à la mammographie, l'objet à étudier étant alors un sein que l'on examine en vue de déterminer si certaines zones sont susceptibles d'être atteintes d'une lésion, par exemple cancéreuse. Les zones atteintes présentent une vascularisation différente de celle des zones saines tant glandulaires qu'adipeuses. Il en découle que la cinétique de diffusion d'un produit de contraste injecté dans un vaisseau sanguin est différente dans une
15 zone saine et dans une zone atteinte. L'étude de cette cinétique permet un repérage rapide et fiable des zones atteintes et une aide à la détermination de la nature, notamment cancéreuse ou non, de la lésion.

Il s'avère particulièrement intéressant de faire correspondre le domaine fréquentiel d'absorption maximale du produit de contraste
20 et la bande passante d'un filtre disposé en sortie de l'émetteur de rayons X. Le filtre permet de se rapprocher du cas idéal d'un rayonnement X monochromatique.

On réalise une mammographie numérique avec injection d'un produit de contraste et analyse de la diffusion dudit produit de
25 contraste. De plus, on peut obtenir une qualité d'images encore plus élevée avec une étape de soustraction d'une image prise avant l'injection.

Un mode de mise en oeuvre est illustré par les dessins suivants :

- 30 - la figure 1 est une vue schématique d'un dispositif de radiographie;
- la figure 2 est un schéma fonctionnel du dispositif de radiographie;
- la figure 3 est un organigramme d'étapes de procédé;
35 - la figure 4 est une courbe d'atténuation linéaire du produit

de contraste en fonction de l'énergie des rayons X;

- la figure 5 est une courbe d'atténuation linéaire du tissu adipeux en fonction de l'énergie des rayons X;

- la figure 6 est une courbe montrant un premier exemple de spectre d'un faisceau de rayons X; et

- la figure 7 est une courbe montrant un second exemple de spectre d'un faisceau de rayons X.

Tel qu'il est illustré sur la figure 1, un dispositif de radiologie 1 comprend un récepteur numérique 2, par exemple sous la forme d'un détecteur à l'état solide 3, apte à la prise d'images numériques et une unité de calcul et de commande 4. Le dispositif de radiologie 1 comprend une base 5 reposant sur le sol et supportant un ensemble 6 mobile en rotation par rapport au plan vertical de symétrie du dispositif de radiologie 1.

L'ensemble 6 comprend une colonne 7 supportant un plateau porte-sein 8 de hauteur réglable associé au récepteur 2 et une source émettrice de rayons X 9. La colonne 7 est pourvue sur sa face avant d'un rail 10 de fixation d'une pelote de compression 11 ou plateau de maintien. La source de rayons X 9 est pourvue d'un filtre 12. La source de rayons X 9 comprend une anode et une cathode enfermées sous vide dans une enveloppe étanche et alimentées sous haute tension.

L'unité de calcul et de commande 4 comprend au moins un microprocesseur, au moins une mémoire, au moins un programme de calcul et/ou de commande stocké en mémoire et apte à être exécuté par le microprocesseur et un bus de communication. L'unité de calcul et de commande 4 est reliée, notamment, au récepteur numérique 2, à la source de rayons X 9, et au filtre 12.

L'unité de calcul et de commande 4 peut comprendre également un écran 13 de visualisation des images de l'organe radiographié et un clavier 14.

En fonctionnement, les rayons X sont émis par la source 9, traversent le filtre 12, la pelote de compression 11, et l'organe radiographié, et entrent dans le récepteur numérique 2. Le récepteur numérique 2 émet en sortie une image représentative des photons X

reçus, et qui dépend donc des caractéristiques du faisceau émis par la source 9, du filtre 12, du sein à examiner et du récepteur numérique 2 lui-même.

5 L'unité de calcul et de commande 4 est reliée à et apte à commander un système d'injection 15 de produit de contraste tel qu'une solution contenant de l'iode ou du gadolinium, pourvu d'une aiguille 16.

10 Sur la figure 2, on voit que le dispositif de radiologie 1 est équipé d'un générateur 17 de haute tension pour l'alimentation de la source de rayons X 9. Le faisceau de rayons X 18 émis en aval du filtre 12 subit une atténuation due à l'objet 19, atténuation due à la fois au sein 20 et au produit de contraste 21, par exemple à base d'iode, injecté dans le sein 20. Le faisceau de rayons X atteint ensuite le récepteur numérique 2 dont une sortie est reliée à l'unité de calcul et de commande 4.

15 Un modèle 22 prévu dans l'unité de calcul et de commande 4 reçoit des données du récepteur numérique 2, du générateur 17, de la source de rayons X 9, du filtre 12 et des données relatives à l'objet en cours d'examen, telles que l'épaisseur du sein et l'instant auquel a été effectuée l'injection de produit de contraste. Le modèle 22 permet de
20 générer à partir de ces variables et des images reçues du récepteur numérique 2, une image d'absorption 23 exprimée en unités physiques telles que l'épaisseur équivalente du produit de contraste et non plus en niveau de gris exprimant des unités arbitraires comme l'image brute
25 en sortie du récepteur numérique 2.

30 Les images 23 font d'objet d'un traitement de soustraction pour obtenir des images différentielles 24. Les images différentielles 24 font ensuite l'objet d'un filtrage spatial comme par exemple une moyenne locale permettant de réduire la quantité de données à traiter et de réduire le bruit. Pour chaque zone ayant fait l'objet d'une moyenne, on calcule l'évolution du niveau de l'image, en d'autres termes l'évolution de l'absorption du produit de contraste par la zone du sein correspondant à la zone de l'image au cours du temps. On peut ensuite visualiser un tracé de ladite évolution sur l'écran 13.

35 On peut procéder de la façon illustrée sur la figure 3.

A l'étape 30, on effectue une première prise d'image avant l'injection de produit de contraste. On obtient alors une image classique de mammographie dans laquelle les lésions du tissu glandulaire se distinguent difficilement des parties saines dudit tissu glandulaire du sein et des tissu adipeux du même sein.

A l'étape ultérieure 31, on effectue l'injection de produit de contraste manuellement ou grâce au système d'injection 15 illustré sur la figure 1, commandé par l'unité de calcul et de commande 4.

A l'étape ultérieure 32, l'unité de calcul et de commande 4 commande la prise de plusieurs images prises à intervalles de temps réguliers ou au contraire à intervalles de temps croissants. En général, on prévoira au cours de ladite étape 32 la prise de deux à dix images.

A l'étape 33, on effectue une opération de soustraction au cours de laquelle on ôte de chaque image prise à l'étape 32, la première image prise à l'étape 30. Les images prises à l'étape 32 présentent un contraste élevé dû à la diffusion et donc à la présence du produit de contraste dans le sein. L'image de contraste peut être convertie en une image 32a en unités d'épaisseur équivalente de produit de contraste. On peut consulter à ce sujet le document FR-A-2 786 293 ou le document FR-A-2 786 589. On accroît ainsi la vitesse des traitements numériques ultérieurs et on réduit le bruit. La soustraction d'images permet d'ôter des images prises à l'étape 32, les structures peu vascularisées et donc peu chargées en produit de contraste, dont le niveau de gris évolue peu de la première image aux images prises à l'étape 32. On parvient ainsi à maintenir un contraste élevé tout en réduisant le bruit. En d'autres termes, on calcule une image différentielle dont un pixel a pour niveau $I_{\Delta} = I(t_1) - I(t_0)$, avec $I(t_1)$ le niveau du pixel correspondant d'une image prise à l'étape 32 et $I(t_0)$ le niveau du pixel correspondant d'une image prise à l'étape 30.

A l'étape 34, on effectue un filtrage spatial, en d'autres termes une moyenne de plusieurs pixels pour réduire la durée des traitements numériques ultérieurs, sachant qu'une lésion est en général de dimension largement supérieure à celle d'un pixel du récepteur numérique 2.

A l'étape 35, on calcule une courbe d'évolution de

l'atténuation du faisceau de rayons X pour chaque zone spatiale sur laquelle on a effectué une moyenne. On peut, en général, considérer que la valeur du maximum d'une courbe de ce type est un indicateur relativement fiable de la probabilité d'une lésion dans la zone correspondante.

A l'étape 36, on effectue une sélection des courbes pour repérer les zones à forte probabilité de lésions.

A l'étape 37, on effectue une visualisation, soit d'une de ces courbes, soit d'une image représentative du maximum desdites courbes. On peut aussi se baser sur la durée écoulée entre l'instant d'injection du produit de contraste et l'instant auquel la courbe d'atténuation en fonction du temps atteint son maximum.

A titre d'exemple, dans le cas d'une injection intraveineuse de produit de contraste, si ladite durée est de l'ordre de 1 minute, la zone considérée a de fortes probabilités de contenir une lésion. Si ladite durée est de l'ordre de 5 minutes, on considèrera que la zone correspondante est normale et ne contient pas de lésion. Ceci est dû au fait que les lésions possèdent une vascularisation plus dense que les tissus glandulaires sains. Le produit de contraste s'y répand donc plus rapidement et à plus forte concentration surfacique ou volumique selon le type de prise d'images.

Pour obtenir une haute qualité d'image, il convient de choisir le matériau constituant l'anode de la source de rayons X, la composition du filtre, la haute tension d'alimentation et le produit de contraste de façon coordonnée.

Par exemple, sur la figure 4, on voit l'évolution du coefficient d'atténuation linéaire de l'iode qui peut être utilisé comme produit de contraste en fonction de l'énergie des rayons X exprimée en keV. On remarque que cette courbe d'atténuation présente un maximum local, aux environs de 33 keV, avec une décroissance lente pour les valeurs supérieures et une décroissance forte pour les valeurs inférieures.

Sur la figure 5, est illustrée la courbe du coefficient d'atténuation linéaire d'un tissu adipeux en fonction de l'énergie des rayons X. L'abscisse des courbes des figures 4 et 5 est à la même

échelle. On voit que les tissus adipeux présentent un coefficient d'atténuation extrêmement faible pour les valeurs de l'ordre de 30 à 45 keV. Ce coefficient d'atténuation linéaire devient plus important pour de faibles énergies, de l'ordre de 10 keV ou moins.

5 En d'autres termes, en se plaçant dans une zone de l'ordre de 33 à 45 keV, on bénéficiera d'une faible atténuation due au tissu adipeux et qui forme le bruit de l'image et une atténuation relativement forte due au produit de contraste qui permet de repérer les zones qui intéressent le praticien. Le rapport de l'atténuation de l'iode sur l'atténuation du tissu adipeux est généralement supérieur à 200 dans ladite plage de 33 à 45 keV.

10 Sur la figure 6, est illustré le spectre d'un faisceau de photons X émis par un appareil de mammographie pourvu d'une anode en molybdène, d'un filtre en molybdène et alimenté à une tension d'alimentation de 25 kV. Le flux de photons est particulièrement dense pour des valeurs d'énergie de l'ordre de 15 à 20 keV.

15 Sur la figure 7, est illustré le spectre d'un faisceau de photons X émis par un autre appareil de mammographie pourvu d'une anode en rhodium et d'un filtre en cuivre de 0,35 mm d'épaisseur, alimenté par une tension de 45 kV. Le flux de photons est particulièrement dense dans les énergies comprises entre 30 et 45 keV.

20 On utilisera donc de préférence un flux de photons du type illustré sur la figure 7, qui s'accorde bien avec l'atténuation linéaire de l'iode. En effet, l'iode présente une raie d'absorption K aux alentours de 33-35 keV, énergie pour laquelle le flux de photons est particulièrement dense dans le cas de la figure 7.

25 De façon plus générale, on pourra prévoir un filtre en cuivre de 0,2 à 0,5 mm d'épaisseur, préférentiellement de 0,3 à 0,4 mm d'épaisseur. La tension d'alimentation pourra être comprise entre 40 et 50 kV, préférentiellement entre 45 et 49 kV. On pourra aussi envisager un filtre comprenant du zinc.

30 On pourra également utiliser un appareil de radiologie avec une anode en rhodium et un filtre comprenant une couche de rhodium de 25 microns d'épaisseur et une couche de cuivre de 0,2 mm d'épaisseur, ou une anode en tungstène avec un filtre en aluminium de

35

5 mm d'épaisseur.

5 Ainsi, on effectue un appariement des différentes caractéristiques en ce sens que l'on cherche à émettre un faisceau de rayons X présentant un maximum d'intensité pour une fréquence du même ordre que celle de la raie d'absorption K du produit de contraste, fréquence pour laquelle l'atténuation due aux seuls tissus du sein sera particulièrement faible. On parvient ainsi à obtenir une haute qualité d'image, grâce au rapport élevé entre le coefficient d'absorption du produit de contraste dans la bande de fréquence qu'on utilise et le
10 coefficient d'atténuation linéaire des tissus du sein. De plus, le bruit des images qui est ici constitué en partie par l'atténuation due aux tissus du sein peut être réduit grâce à la soustraction de la première image.

15 On prévoira également d'étalonner l'image de façon que le niveau de gris de l'image que le praticien visualise sur l'écran, soit proportionnel à une quantité d'iode par unité de surface de l'image. On facilite ainsi grandement l'interprétation des images.

20 Enfin, l'invention permet d'obtenir des doses de rayonnement absorbées dans le sein relativement faibles, de l'ordre de 20% de celles d'une mammographie classique.

25 On peut utiliser un filtre relativement épais en combinaison avec une tension d'alimentation élevée pour obtenir un spectre qui est proche du spectre optimal d'une source de rayons X monochromatique d'une énergie juste supérieure à la raie d'absorption K du produit de contraste.

REVENDICATIONS

1. Procédé d'examen d'un sein, dans lequel :
 - on injecte un produit de contraste dans le sein à examiner,
 - on émet un faisceau de rayons X en direction dudit sein,
 - on prend une pluralité d'images numériques du faisceau de rayons X après qu'il a traversé ledit sein, et
- 5 - on calcule une image représentative de la prise de contraste dans les tissus du sein à partir desdites images numériques.
2. Procédé selon la revendication 1, dans lequel on prend une première image avant l'injection de produit de contraste.
- 10 3. Procédé selon la revendication 1 ou 2, dans lequel on prend au moins une deuxième image après l'injection de produit de contraste.
4. Procédé selon la revendication 3, dans lequel on prend au moins une deuxième image pendant une phase d'augmentation de l'atténuation due au produit de contraste.
- 15 5. Procédé selon la revendication 3 ou 4, dans lequel on prend au moins une deuxième image après une phase d'augmentation de l'atténuation due au produit de contraste.
6. Procédé selon l'une quelconque des revendications 3 à 5, dans lequel les deuxièmes images sont temporellement équiréparties.
- 20 7. Procédé selon l'une quelconque des revendications 3 à 5, dans lequel on prend les deuxièmes images à intervalles plus faibles pendant la phase d'augmentation de l'atténuation due au produit de contraste qu'après ladite phase d'augmentation.
- 25 8. Procédé selon l'une quelconque des revendications 3 à 5, dans lequel on prend une deuxième image à la fin de la phase d'augmentation et une troisième image quelques minutes après la fin de la phase d'augmentation.
9. Procédé selon l'une quelconque des revendications 3 à 5, dans lequel on soustrait la première image de chacune des deuxièmes images.
- 30 10. Procédé selon la revendication 9, dans lequel on filtre

spatialement les images soustraites.

11. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel on convertit lesdites images en images d'épaisseur.

5 12. Appareil de radiographie (1), caractérisé par le fait qu'il comprend un moyen d'injection d'un produit de contraste dans un sein à examiner, un émetteur (7) d'un faisceau énergétique, un récepteur (2) du faisceau énergétique apte à envoyer en sortie une image numérique représentative du faisceau énergétique incident, et une unité de calcul
10 (4) apte à commander l'émetteur et à traiter des données provenant du récepteur pour calculer une image représentative de la prise de contraste dans les tissus dudit sein à partir desdites images numériques.

15 13. Appareil selon la revendication 12, caractérisé par le fait que l'unité de calcul (4) est apte à commander l'injection d'un produit de contraste après la prise d'une première image et avant la prise d'autres images.

20 14. Appareil selon la revendication 12 ou 13, caractérisé par le fait que l'unité de calcul (4) est apte à générer une image représentative de l'épaisseur du produit de contraste.

25 15. Programme d'ordinateur comprenant des moyens de code programme pour mettre en œuvre les étapes du procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 11, lorsque ledit programme fonctionne sur un ordinateur.

16. Support capable d'être lu par un dispositif de lecture de moyens de code programme qui s'y trouvent stockés et qui sont aptes à la mise en œuvre des étapes du procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 11, lorsque ledit programme fonctionne sur un ordinateur.


Conseil en Propriété
Industrielle

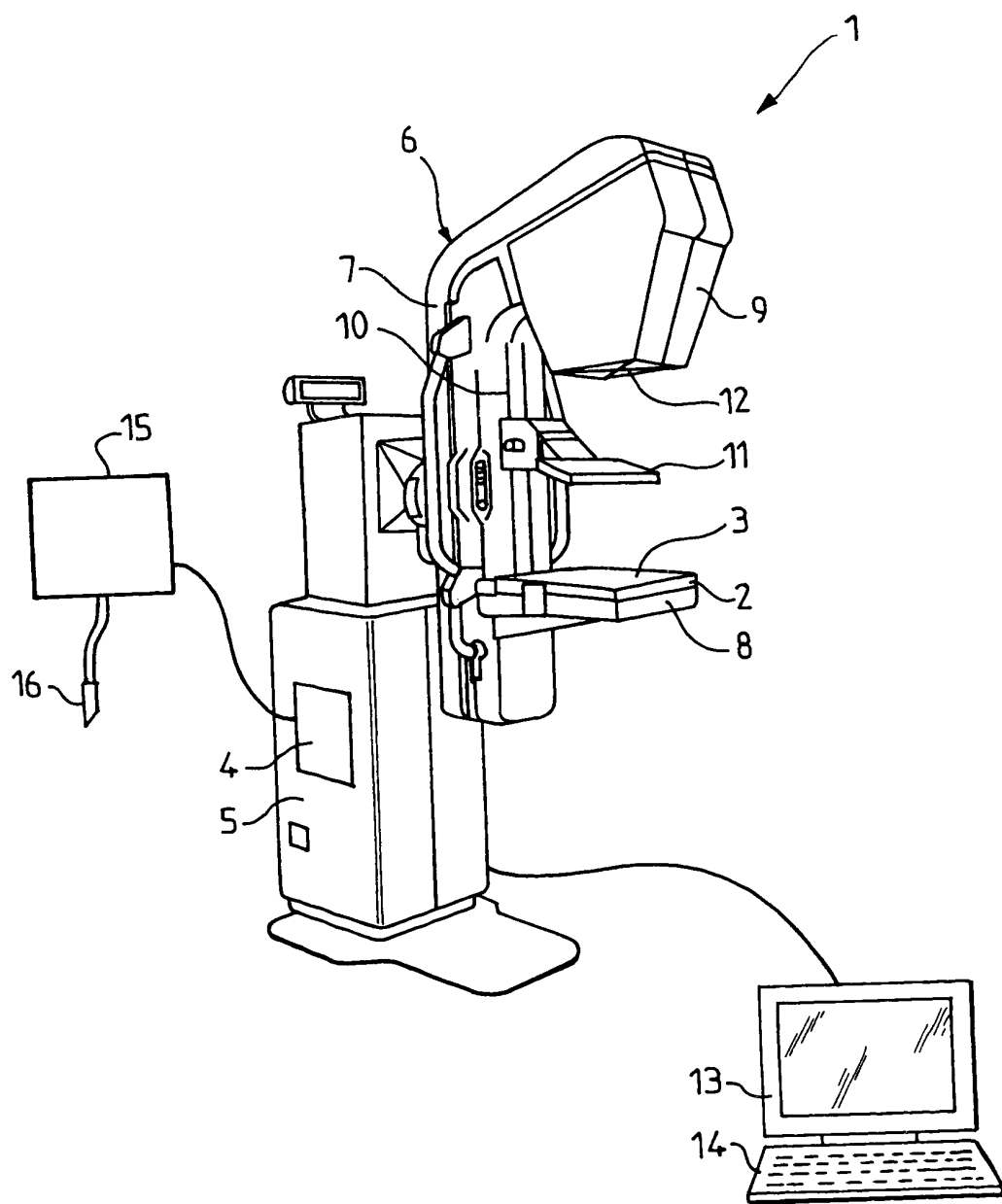
FIG.1

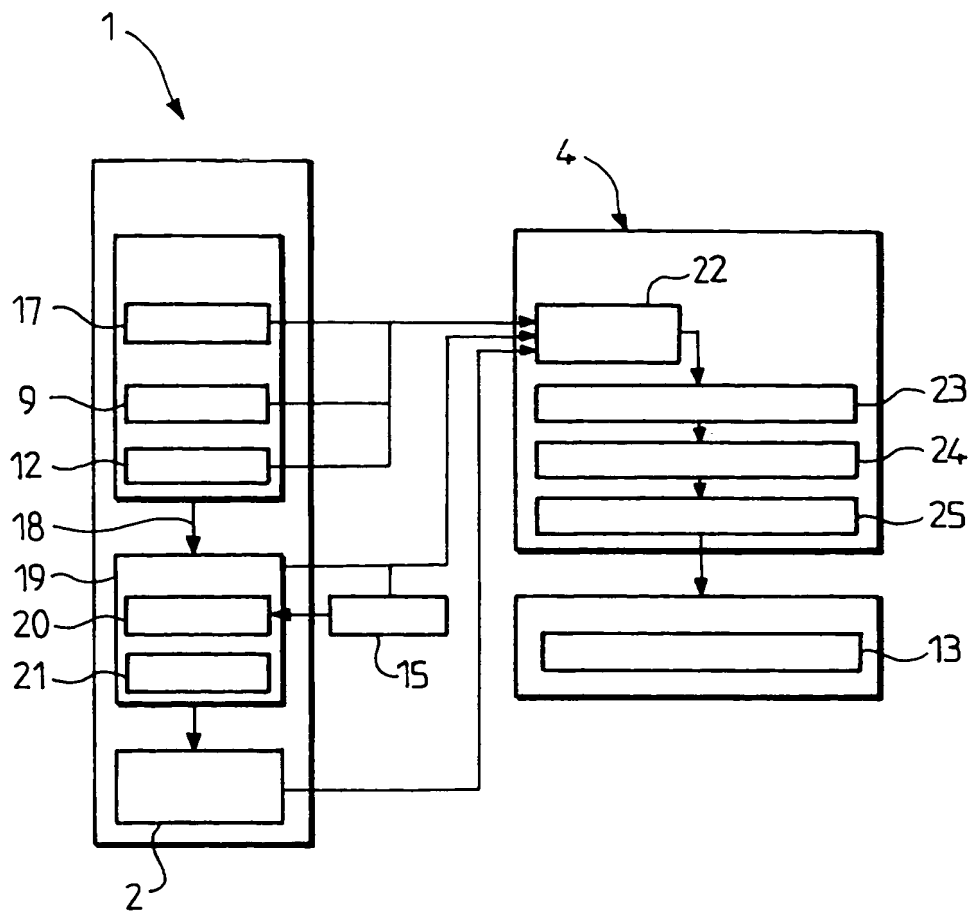
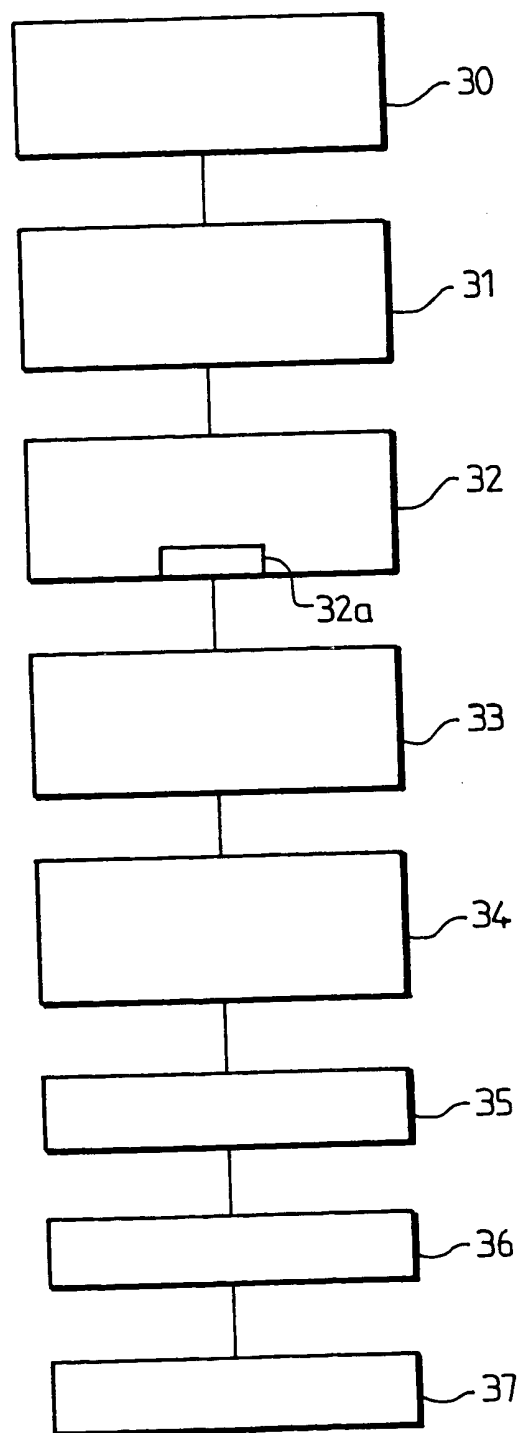
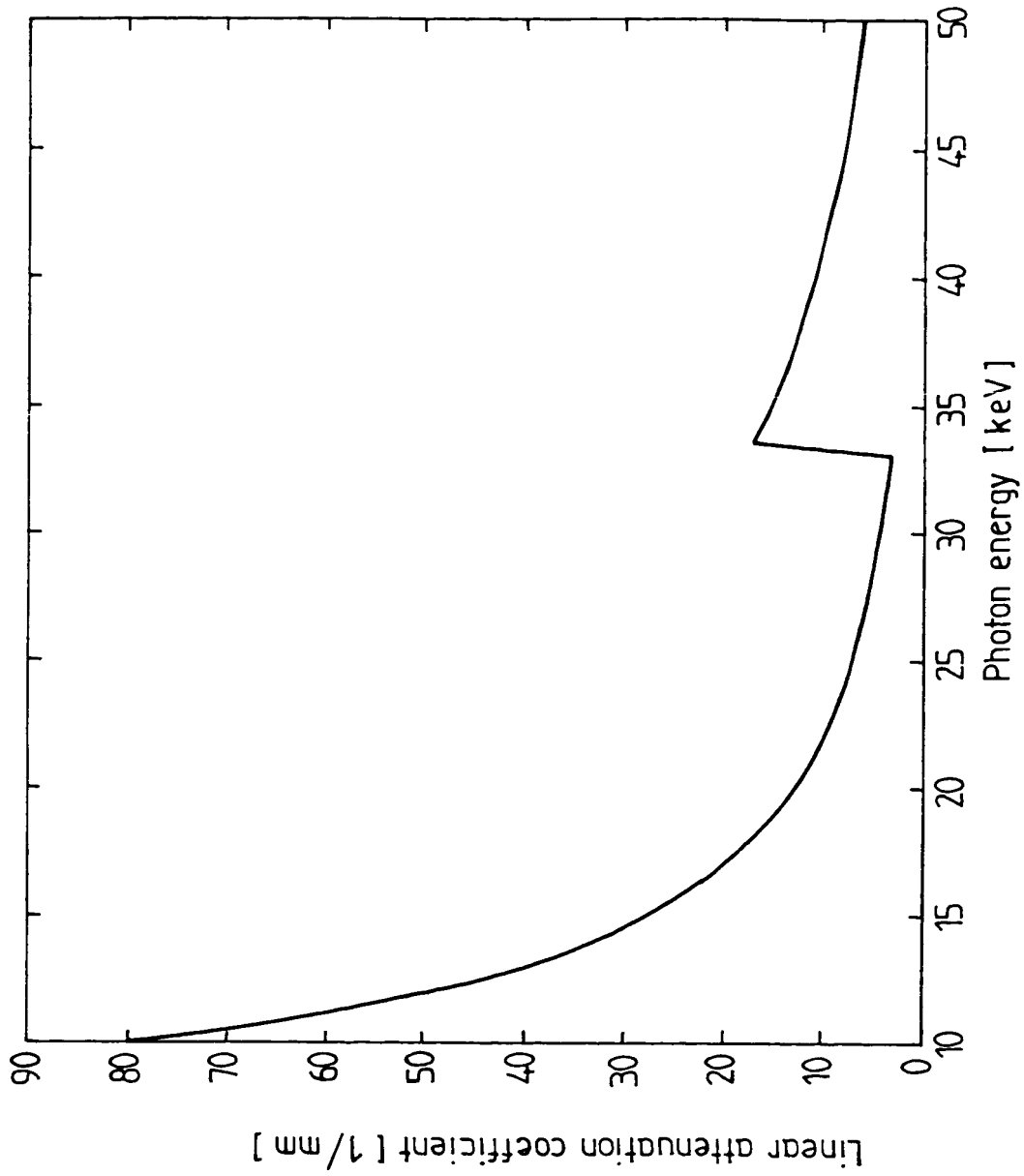
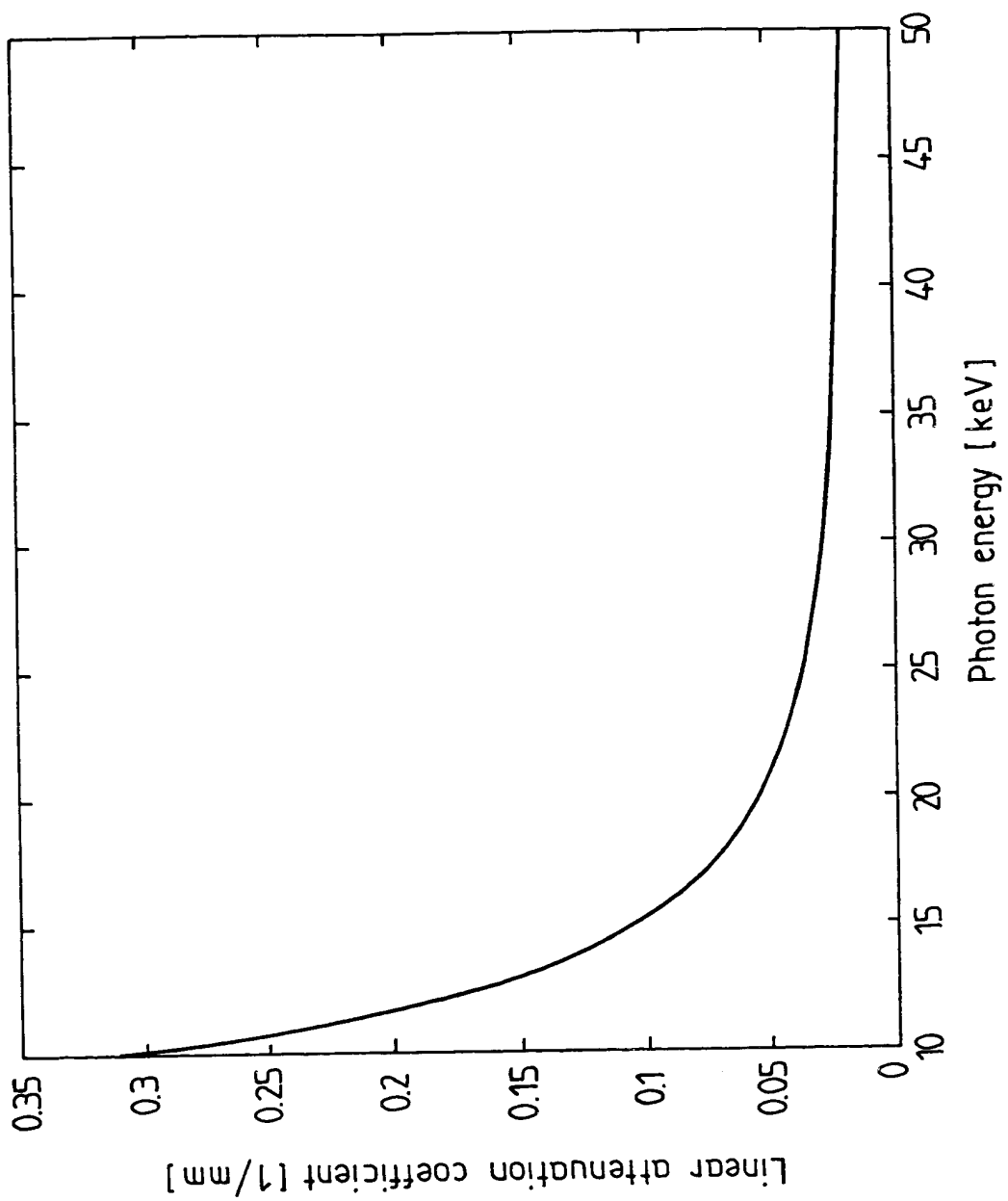
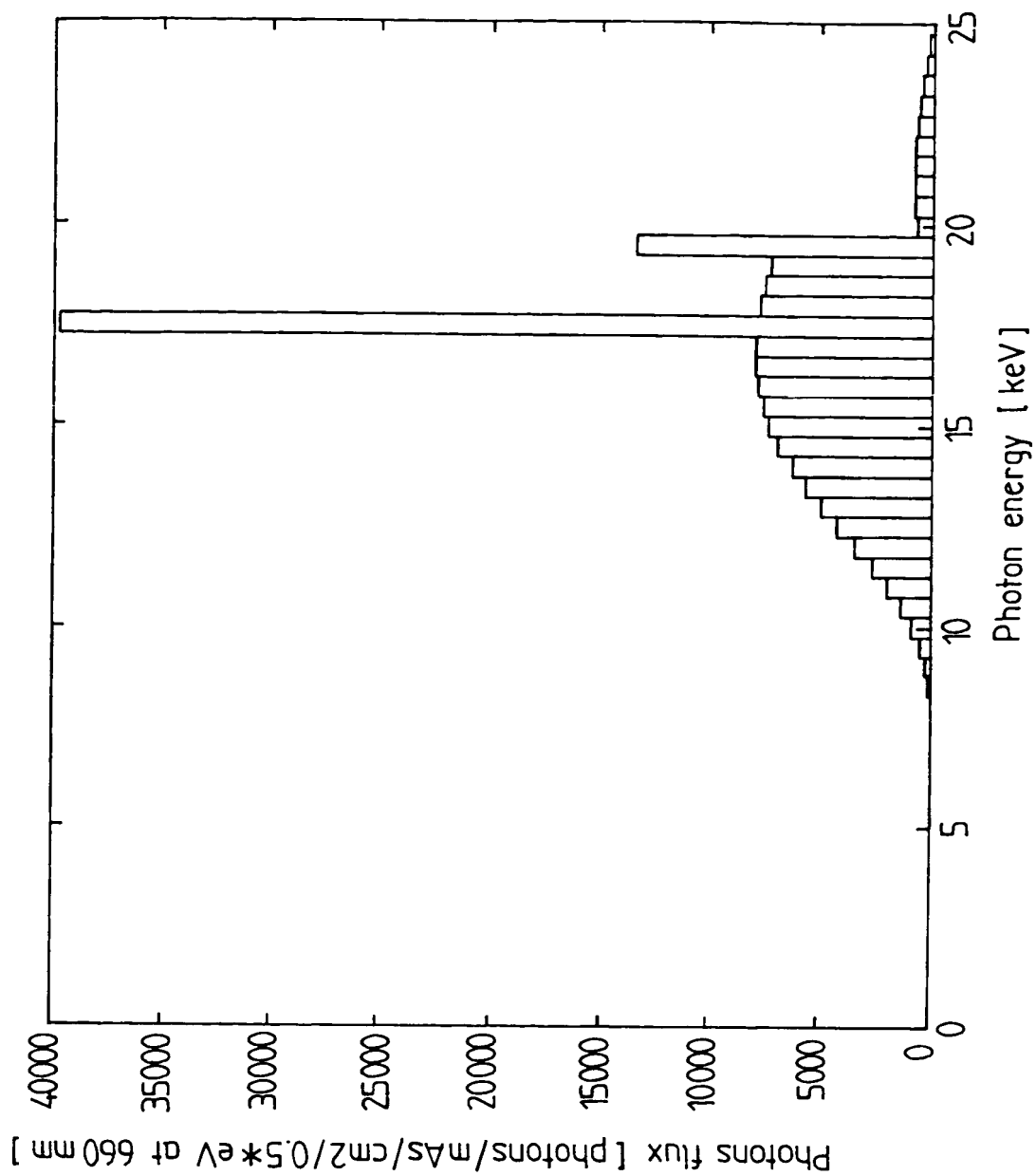
FIG. 2

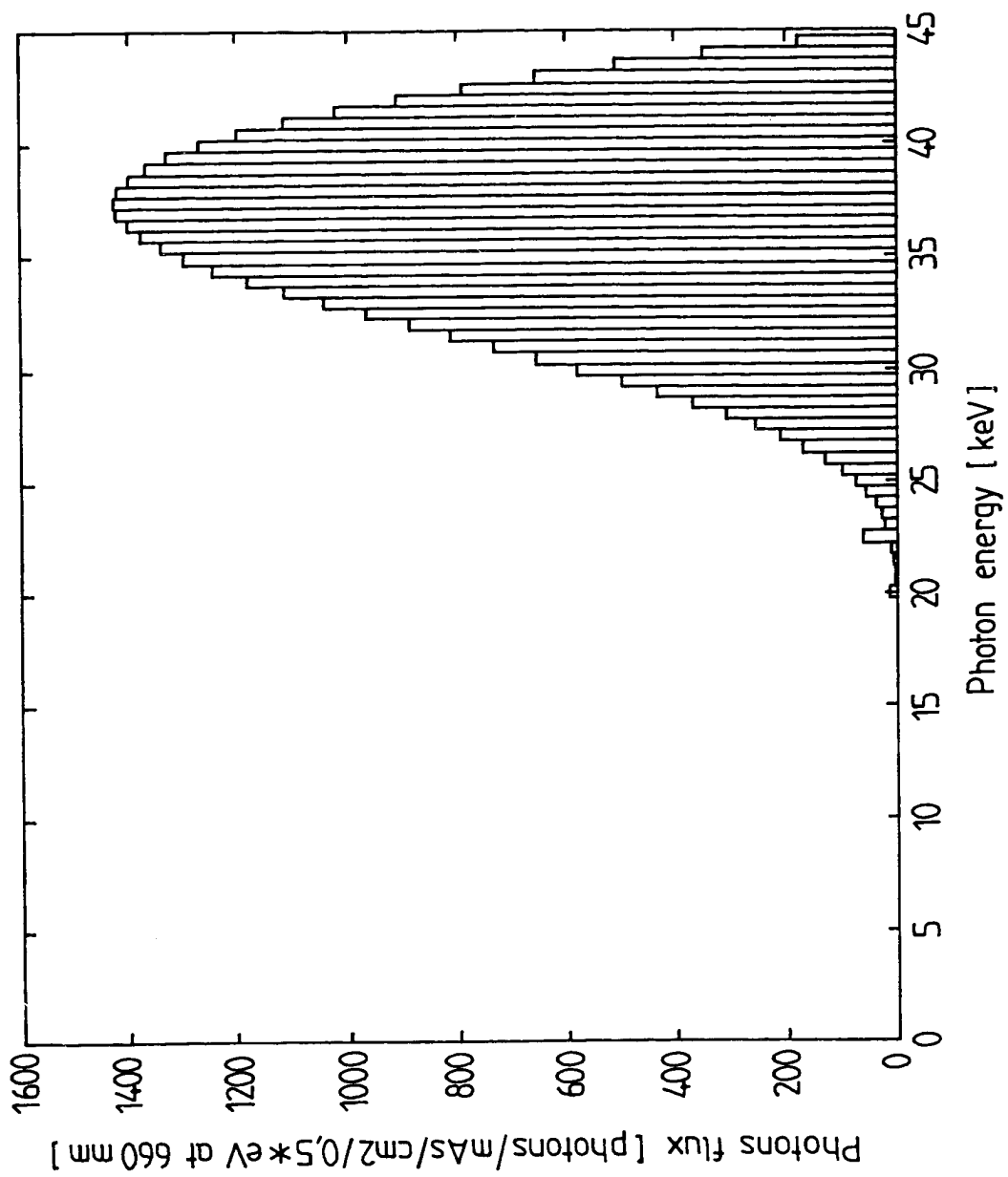
FIG. 3



FIG. 4

FIG.5

FIG.6

FIG.7

Application No. 100-100000

Inventor: RICK L. H.

Title: METHOD AND APPARATUS FOR PHYSIOLOGICAL

EXAMINATION BY INJECTION OF A CONTRAST MEDIUM

Assignee: JAY L. CHURCH